

(19)日本国特許庁（J P）

(12) 公 開 特 許 公 報 （A）

(11)特許出願公開番号

特開平11-70090

(43)公開日 平成11年(1999) 3月16日

(51)Int.Cl.⁶

A 6 1 B 5/05

識別記号

F I

A 6 1 B 5/05

B

審査請求 未請求 請求項の数6 O L （全 11 頁）

(21)出願番号 特願平9-234106

(22)出願日 平成9年(1997) 8月29日

(71)出願人 000002174

積水化学工業株式会社

大阪府大阪市北区西天満2丁目4番4号

(72)発明者 久保田 康之

京都市南区上鳥羽上調子町2-2 積水化学工業株式会社内

(72)発明者 石田 伊佐雄

京都市南区上鳥羽上調子町2-2 積水化学工業株式会社内

(72)発明者 石井 徹哉

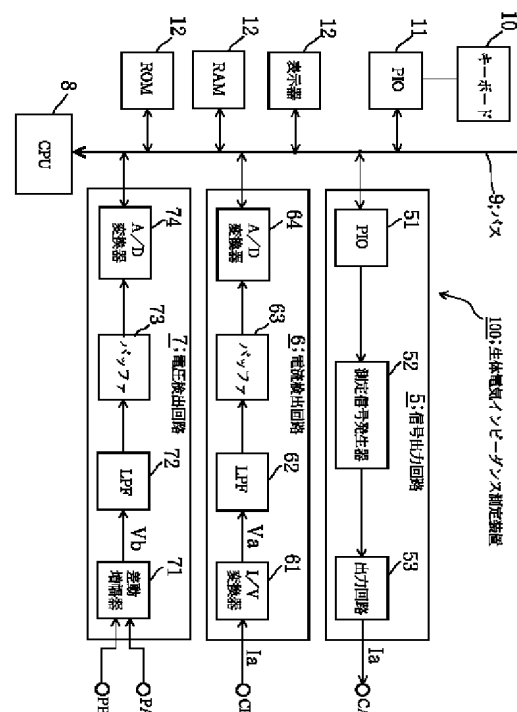
京都市南区上鳥羽上調子町2-2 積水化学工業株式会社内

(54)【発明の名称】 生体電気インピーダンス測定装置

(57)【要約】

【課題】 生体電気インピーダンス測定装置において、体脂肪率を含む身体組成の推計を正確に行なえるようにする。

【解決手段】 開示される生体電気インピーダンス測定装置100は、測定信号を、被験者の一方の手首の内側に装着された電流流通電極CAと、他方の手首の内側又は足首又はくるぶしの甲側に装着された電流流通電極CBを経て被験者の身体に流通させる信号出力回路5と、測定信号の電流値を測定する電流検出回路6と、電圧検出電極CA、CBを介して測定信号に基づく電圧値を測定する電圧検出回路7と、この電流値と電圧値を一時記憶するRAM13と、RAM13に記憶されたデータから電極間における生体電気インピーダンスを算出し、この生体電気インピーダンスと被験者の人体特徴項目中の特定のデータとから被験者の体脂肪率を含む身体組成を推計するCPU8とを備えて構成される。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 特定周波数または可変周波数の測定信号を、被験者の一方の手首の内側に装着された第1の電流通電極と、他方の手首の内側又は足首又はくるぶしの甲側に装着された第2の電流通電極を経て被験者の身体に流通させる信号供給手段と、前記測定信号の電流値を測定する電流測定手段と、前記第1及び第2の電流通電極に対して身体通電路上それぞれ内側になるように配置された第1及び第2の電圧検出電極を介して被験者の体表に生じた電圧値を測定する電圧測定手段と、該電流値と電圧値及び電流・電圧間の時間差とから被験者の測定部位間における生体電気インピーダンスを算出する演算手段と、該生体電気インピーダンスと被験者の身長、体重、年齢、性別に関する人体特徴項目中の少なくとも一つのデータとから被験者の体脂肪率を含む身体組成を推計する推計手段とを備えたことを特徴とする生体電気インピーダンス測定装置。

【請求項2】 前記信号供給手段が、所定期間中に所定の低周波から所定の高周波まで周期的に周波数が変化する測定信号を供給するとともに、記憶手段を備えて前記測定信号の電流値と電圧値とそれらの発生時刻とを前記測定信号の周波数変化の少なくとも1周期ごとに一時記憶し、前記演算手段が、前記記憶された電流値と電圧値および電流・電圧間の時間差とから各周波数における被験者の生体電気信号インピーダンスを算出し、該周波数ごとの生体電気インピーダンスに基づいて最小二乗法によってカーブフィッティングを行なってインピーダンス軌跡を求め、該求められたインピーダンス軌跡から前記被験者の周波数0時及び周波数無限大時の生体電気インピーダンスを算出し、前記推計手段が、該周波数0時及び周波数無限大時の生体電気インピーダンスを用いて、前記被験者の体脂肪率を含む身体組成の推計を行なうことを特徴とする請求項1記載の生体電気インピーダンス測定装置。

【請求項3】 前記第1の電流通電極と第1の電圧検出電極及び第2の電流通電極と第2の電圧検出電極をそれぞれ一体化して電極対を形成し、一方の電極対を被験者の一方の手首の内側に装着するとともに、他方の電極対を被験者の他方の手首の内側又は足首又はくるぶしの甲側に装着することを特徴とする請求項1または2記載の生体電気インピーダンス測定装置。

【請求項4】 前記各電極対が、絶縁性フィルムからなる支持シート上に、その両端の両面に形成された電極と、該各電極の延長部を形成する舌状部と、該舌状部の周囲に切り込まれた該舌状部を含む支持シートの一部を他の部分から切り離す切り込み部とを形成するとともに、前記各電極の一方の面に導電性ゲル体を塗布した電

極パッドを、該導電性ゲル体によって被験者の体表に貼付して、一方の電極を前記電流通電極として使用し、他方の電極を電圧検出電極として使用することによって形成されることを特徴とする請求項3記載の生体電気インピーダンス測定装置。

【請求項5】 絶縁物からなり二股に分かれた先端の内側にそれぞれ金属接点を有する専用クリップを用いて、前記電極対を形成する電極パッドの各電極を手首ごと挟んで、各電極をそれぞれ金属接点に接続し、該各金属接点に接続されたリード線を介して各電極を前記生体電気インピーダンス測定装置に接続することを特徴とする請求項4記載の生体電気インピーダンス測定装置。

【請求項6】 絶縁物からなり二股に分かれた先端の内側にそれぞれ金属接点を有する専用クリップを用いて、前記電極対を形成する電極パッドの引き起こされた舌状部を挟んで、各電極をそれぞれ金属接点に接続し、該各金属接点に接続されたリード線を介して各電極を前記生体電気インピーダンス測定装置に接続することを特徴とする請求項4記載の生体電気インピーダンス測定装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

【発明の属する技術分野】この発明は、健康機器や医療機器に関し、特に、生体電気インピーダンス法の測定に基づいて、被験者の体脂肪の状態や体水分量等を推計するための、生体電気インピーダンス測定装置に関する。

【0002】

【従来の技術】身体の電気的特性は、組織または臓器の種類によって著しく異なっている。このような各組織や臓器を含む身体の全体の電気的特性は、生体電気インピーダンスによって表すことができる。生体電気インピーダンスは、体表面に装着された複数の電極間に微小電流を流すことによって測定されるものであって、このようにして得られた生体電気インピーダンスから、被験者の体脂肪率、体脂肪重量、除脂肪体重、体水分量等を推計する方法は、生体電気インピーダンス法として知られている。

【0003】ここで、生体電気インピーダンス法について簡単に説明する。図7は、人体の細胞組織中を低周波電流及び高周波電流が流れる様子を模式的に説明する図、図8は、人体の電気的等価回路を示す図、図9は、人体のインピーダンス軌跡を示す図、図10は、人体に対する電極配置を模式的に示す図である。図7に示すように、人体の細胞組織は、多数の細胞1, 1, …から構成されている。各細胞1, 1, …は、細胞膜2, 2, …によって包囲された内部に細胞内液3, 3, …を収容しているとともに、各細胞間は、細胞外液4, 4, …で満たされている。このような細胞組織に電流を流した場合、低周波電流は、実線A, A, …で示すように主として細胞外液の部分の流れるが、高周波電流の場合は、細胞外液の部分の流れると同時に、破線B, B, …で示す

ように細胞を貫いて流れる。この場合の、細胞外液の電気インピーダンスは抵抗成分のみからなり、細胞の電気インピーダンスは、細胞膜の呈する容量成分と細胞内液の呈する抵抗成分とが直列に接続されたものとなる。

【0004】生体電気インピーダンスは、このような細胞が多数集合してなる細胞組織、すなわち人体の電氣的等価モデルを表すものであって、図8の等価回路によって示されるように、細胞外液に起因する抵抗成分（以下、細胞外液抵抗という） R_e と、細胞膜に起因する容量成分（以下、細胞膜容量という） C_m と細胞内液に起因する抵抗成分（以下、細胞内液抵抗という） R_i の直列インピーダンスとの、並列インピーダンスとみなすことができる。図8に示された等価回路のインピーダンス軌跡は、図9に示されるように半円形となり、周波数0 Hzのときと周波数無限大のとき、容量成分が0になって抵抗成分のみとなる。そして、周波数0 Hzのときの抵抗 R_0 によって細胞外液抵抗 R_e が求められ、周波数無限大のときの抵抗 R_{inf} によって細胞外液抵抗 R_e と細胞内液抵抗 R_i との並列抵抗が求められる。また、中間の周波数では、細胞外液抵抗 R_e と、細胞膜容量 C_m と細胞内液抵抗 R_i の直列インピーダンスとの並列インピーダンスによって、抵抗成分と容量成分、及び電流・電圧の位相角が定まることになる。また、生体電気インピーダンス測定時には、図10に示されるように、測定信号 I_a を供給するための2個の電流流通電極C A, C Bを人体Zの体表の離れた位置に装着するとともに、体表上、電流流通電極C A, C Bを結ぶ身体通電路上で、より内側となる位置に、2個の電圧測定電極P A, P Bを配置することによって、人体と電極間の電極インピーダンス等の影響を無視できるようにする4電極法が一般に用いられている。

【0005】体脂肪率は、生体電気インピーダンスと関連を有するとともに、水中体重秤量法によって求められる体密度とも関連を有している。そこで、生体電気インピーダンスと体密度との間で統計的処理を行なって求められた算出式によって、体脂肪率を求めることができ、さらに体脂肪率から、体脂肪重量、除脂肪体重等の被験者の体脂肪の状態や体水分量等を推計することができる。

【0006】このように、生体電気インピーダンス法によって、被験者の体脂肪率等の身体組成を推計する際の電極の配置方法としては、従来、被験者の手のひらと手のひら、被験者の手首の外側と手首の外側、被験者の手の甲と手の甲、又は被験者の手の甲と足の甲にそれぞれ電極を配置して、その間の生体電気インピーダンスを測定する方法が行なわれていた。

【0007】以下、このような従来技術の一例を説明する。例えば、特開平7-51242号公報に開示された技術では、測定装置本体の両側に一体的に設けられたグリッパ部に、高周波信号を印加する第1の電極対と、こ

の印加信号の身体通電路内に配置された身体抵抗に基づく電圧測定用の第2の電極対とを設けて、被験者がこのグリッパ部を両手で握ることによって、被験者の手のひらと手のひらの間の生体電気インピーダンスを測定し、これから体脂肪率を含む各種の健康評価データを抽出する健康管理指針アドバイス装置が記載されている。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】生体電気インピーダンスの測定を行なう際における、測定の誤差を小さくするためには、再現性が高くなる位置に電極を配置することが重要である。このような再現性の高い電極位置としては、例えば手首や手の甲、手のひら等が位置決めを行ないやすく、従って電極位置の変化を考慮した場合の再現性が高くなる。一方、手首の外側や手の甲等の手の外側は汗をかきやすく、汚れが付着しやすいとともに、体毛の多い人もいるため、測定誤差が大きくなる恐れがある。さらに、手のひらの場合は、角質層のインピーダンスが高いため、個人差や測定誤差を含む可能性がある。

【0009】この発明は、上述の事情に鑑みてなされたものであって、生体電気インピーダンス測定装置において、電極位置が測定値の再現性が高い位置であるとともに、一対の電極によって定まる測定点間の距離によるインピーダンスの変化が少なく、さらに、汗等の汚れが付着しにくく、体毛による接触不良や、角質層のインピーダンスの影響がないように電極配置を行なうことによって、測定精度を向上した、生体電気インピーダンス測定装置を提供することを目的としている。

【0010】

【課題を解決するための手段】上記課題を解決するため、請求項1記載の生体電気インピーダンス測定装置は、特定周波数または可変周波数の測定信号を、被験者の一方の手首の内側に装着された第1の電流流通電極と、他方の手首の内側又は足首又はくるぶしの甲側に装着された第2の電流流通電極を経て被験者の身体に流通させる信号供給手段と、前記測定信号の電流値を測定する電流測定手段と、前記第1及び第2の電流流通電極に対して身体通電路上それぞれ内側になるように配置された第1及び第2の電圧検出電極を介して被験者の体表に生じた電圧値を測定する電圧測定手段と、該電流値と電圧値及び電流・電圧間の時間差とから被験者の測定部位間における生体電気インピーダンスを算出する演算手段と、該生体電気インピーダンスと被験者の身長、体重、年齢、性別に関する人体特徴項目中の少なくとも一つのデータとから被験者の体脂肪率を含む身体組成を推計する推計手段とを備えたことを特徴としている。

【0011】また、請求項2記載の発明は、請求項1記載の発明に係る生体電気インピーダンス測定装置であって、前記信号供給手段が、所定期間中に所定の低周波から所定の高周波まで周期的に周波数が変化する測定信号を供給するとともに、記憶手段を備えて前記測定信号の

電流値と電圧値とそれらの発生時刻とを前記測定信号の周波数変化の少なくとも1周期ごとに一時記憶し、前記演算手段が、前記記憶された電流値と電圧値および電流・電圧間の時間差とから各周波数における被験者の生体電気信号インピーダンスを算出し、該周波数ごとの生体電気インピーダンスに基づいて最小二乗法によってカーブフィティングを行なってインピーダンス軌跡を求め、該求められたインピーダンス軌跡から前記被験者の周波数0時及び周波数無限大時の生体電気インピーダンスを算出し、前記推計手段が、該周波数0時及び周波数無限大時の生体電気インピーダンスを用いて、前記被験者の体脂肪率を含む身体組成の推計を行なうことを特徴としている。

【0012】また、請求項3記載の発明は、請求項1又は2記載の発明に係る生体電気インピーダンス測定装置であって、前記第1の電流流通電極と第1の電圧検出電極及び第2の電流流通電極と第2の電圧検出電極をそれぞれ一体化して電極対を形成し、一方の電極対を被験者の一方の手首の内側に装着するとともに、他方の電極対を被験者の他方の手首の内側又は足首又はくるぶしの甲側に装着することを特徴としている。

【0013】また、請求項4記載の発明は、請求項3記載の発明に係る生体電気インピーダンス測定装置であって、前記各電極対が、絶縁性フィルムからなる支持シート上に、その両端の両面に形成された電極と、該各電極の延長部を形成する舌状部と、該舌状部の周囲に切り込まれた該舌状部を含む支持シートの一部を他の部分から切り離す切り込み部とを形成するとともに、前記各電極の一方の面に導電性ゲル体を塗布した電極パッドを、該導電性ゲル体によって被験者の体表に貼付して、一方の電極を前記電流流通電極として使用し、他方の電極を電圧検出電極として使用することによって形成されることを特徴としている。

【0014】また請求項5記載の発明は、請求項4記載の発明に係る生体電気インピーダンス測定装置であって、絶縁物からなり二股に分かれた先端の内側にそれぞれ金属接点を有する専用クリップを用いて、前記電極対を形成する電極パッドの各電極を手首ごと挟んで、各電極をそれぞれ金属接点に接続し、該各金属接点に接続されたリード線を介して各電極を前記生体電気インピーダンス測定装置に接続することを特徴としている。

【0015】また請求項6記載の発明は、請求項4記載の発明に係る生体電気インピーダンス測定装置であって、絶縁物からなり二股に分かれた先端の内側にそれぞれ金属接点を有する専用クリップを用いて、前記電極対を形成する電極パッドの引き起こされた舌状部を挟んで、各電極をそれぞれ金属接点に接続し、該各金属接点に接続されたリード線を介して各電極を前記生体電気インピーダンス測定装置に接続することを特徴としている。

【0016】

【作用】この発明の構成では、生体電気インピーダンス測定装置において、少なくとも一方の手首の内側に電極対を装着して生体電気インピーダンスの測定を行なうので、測定点の位置の変化による測定値の変動が少なく、また体毛の存在等の身体的条件の変化による測定誤差が少ないので、再現性の高い測定を行なうことができ、従って、被験者の体脂肪率を含む身体組成の推計を精度よく行なうことができる。この場合、両手首の内側に電極対を装着すれば、最良の結果を得られるが、少なくとも一方の手首の内側に電極対を装着することによって、他方の電極対は、足首又はくるぶしの甲側に装着しても、良好な結果が得られる。

【0017】またこの際、電流流通電極と電圧検出電極とを一体化した電極パッドを使用して電極対を形成して被験者に対する測定電極の設定を行なうので、電流流通電極と電圧検出電極との距離を一定化するとともに、導電性ゲル体を介して体表と接続することによって、皮膚の表面状態にかかわらず、一定の接続状態を実現するので、測定結果の安定性を向上することができる。さらに、電極パッドと生体電気インピーダンス測定装置との接続に専用クリップを使用することによって、接続の操作を容易にするとともに、接続状態を一定にして、安定した測定を行なうことができるようになる。

【0018】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して、この発明の実施の形態について説明する。説明は、実施例を用いて具体的に示す。図1は、この発明の一実施例である生体電気インピーダンス測定装置の電氣的構成を示すブロック図、図2は、同装置の使用状態を模式的に示す模式図、また、図3は、電極位置による抵抗値の変化を示す図である。この例の生体電気インピーダンス測定装置100は、図1に示すように、被験者の体に測定信号Iaを流すための信号出力回路5と、被験者の身体を流れる測定信号Iaの電流値を検出するための電流検出回路6と、測定信号に基づく被験者の体表の測定部位間の電圧Vbを検出するための電圧検出回路7と、各種制御、各種演算処理を行なうCPU（中央処理装置）8と、CPU8のバス9と、入力装置としてのキーボード10と、キーボード10とバス9との間のデータのインタフェースをとるPIO（パラレルIO）11と、測定結果の出力装置としての表示器12と、各種データを一時記憶するデータ領域とCPU8の作業領域とが設定されるRAM13と、CPU8の処理プログラムを記憶するROM14と、被験者に対する測定信号の入出力を行なうための第1および第2の電流流通電極CA、CBと、被験者の測定部位間の電圧を検出するための第1及び第2の電圧検出電極PA、PBとから概略構成されている。

【0019】上記出力回路5は、PIO51、測定信号発生回路52及び出力回路53とから概略構成されてい

る。測定信号発生回路52は、測定期間中、一定周期で、PIO51を介して行なわれるCPU8からの指示に従って、周波数が、例えば1kHz～400kHzの範囲を、一定周波数間隔で段階的に周波数が変化する測定信号Iaを繰り返し生成して、出力回路53を経て、電流通電極CAに送出する。電流通電極CAは、被験者の一方の手首の内側に導電可能に装着されていて、これによって、測定信号が被験者の体に流れる。

【0020】また、上記電流検出回路6は、I/V変換器（電流／電圧変換器）61、LPF（ローパスフィルタ）63、バッファ63及びA/D変換器64から構成されている。I/V変換器61は、第1の電流通電極CAから、他方の手首の内側又は足首又はくるぶしの甲側に配置された第2の電流通電極CBとの間を流れる測定信号Iaの電流値を検出して電圧Vaに変換し、この電圧VaをLPF62に供給する。LPF62は、入力された電圧Vaから高周波のノイズを除去して、バッファ63に供給する。バッファ63は、入力電圧Vaを増幅して、A/D変換器64に入力する。A/D変換器64は、CPU8の指示に従って、周波数毎に、バッファ63からのアナログ信号からなる電圧Vaをデジタル信号に変換し、変換されたデジタル電圧を、電流データとしてRAM13のデータ領域に順次記憶する。

【0021】上記電圧検出回路7は、差動増幅器71、LPF（ローパスフィルタ）72、バッファ73及びA/D変換器74から構成されている。差動増幅器71は、第1の電圧検出電極PAと、第2の電圧検出電極PBとの間の電圧（電位差）Vbを検出する。LPF72は、入力された電圧Vbから高周波のノイズを除去し、バッファ73に供給する。バッファ73は、入力電圧Vbを増幅して、A/D変換器74に入力する。A/D変換器74は、CPU8の指示に従って、周波数毎に、バッファ73からのアナログ信号からなる電圧Vbをデジタル信号に変換し、変換されたデジタル電圧を、電圧データとしてRAM13のデータ領域に順次記憶する。

【0022】上記キーボード10は、被験者の身長、体重、性別及び年齢等の人体特徴項目、全測定時間及び測定回数等を入力するためのテンキーや機能キー、及び操作者が測定開始を指示するための開始スイッチ等を有して構成されている。キーボード10から供給される各キーの操作データは、図示されないキーコード発生回路でキーコードに変換されてCPU8に供給される。

【0023】ROM14は、オペレーティングシステム（OS）の他に、CPU8の各種処理プログラム、例えば、生体電気インピーダンス算出プログラム、インピーダンス軌跡算出プログラム、周波数無限大時インピーダンス決定プログラム及び身体組成推計プログラム等を格納している。ここで、生体電気インピーダンス算出プログラムには、RAM13に記憶された周波数毎の電流データ及び電圧データを順次読み出して、各周波数につい

ての被験者の生体電気インピーダンスを算出する手順が記載されている。インピーダンス軌跡算出プログラムには、生体電気インピーダンス算出プログラムの稼働により得られた各周波数についての被験者の生体電気インピーダンスに基づいて、最小二乗法の演算法を用いてカーブフィティングを行なって、周波数0から周波数無限大までのインピーダンス軌跡を算出する処理手順が書き込まれている。周波数無限大時インピーダンス決定プログラムには、インピーダンス軌跡算出プログラムの稼働により得られたインピーダンス軌跡に基づいて、周波数無限大時の被験者の生体電気インピーダンスを決定する手法が手順を追って書き込まれている。また、身体組成推計プログラムは、周波数0時の生体電気インピーダンスと、周波数無限大時インピーダンス決定プログラムの稼働により得られた周波数無限大時の被験者の生体電気インピーダンス及びキーボード10を介して入力された被験者の身長、体重、性別及び年齢等の人体特徴項目に基づいて、被験者の体脂肪率（脂肪重量、除脂肪体重等）を推計する処理手順が書き込まれている。

【0024】RAM13のデータ領域には、さらに、A/D変換器64、74から順次供給される電流データ及び電圧データを周波数毎に格納する電圧電流データ記憶領域と、生体電気インピーダンス算出プログラムや周波数無限大時インピーダンス決定プログラムにより得られた被験者の生体電気インピーダンスを周波数毎に格納する生体電気インピーダンス記憶領域と、キーボード10を介して入力された被験者の身長、体重、性別及び年齢等の人体特徴項目を格納する人体特徴項目記憶領域と、身体組成推計プログラムにより得られた体脂肪率、脂肪重量、除脂肪体重等の数値を格納する体脂肪記憶領域等が設定される。

【0025】CPU8は、装置各部を制御する他、ROM14に記憶された各種処理プログラムをRAM13を用いて順次実行することにより、被験者の体脂肪率（脂肪重量、除脂肪体重等）を推計する。表示器12は、例えば、液晶表示パネルからなり、キーボード10からの入力データやCPU8の演算結果、例えばインピーダンス軌跡や、周波数無限大時インピーダンスや、被験者の氏名や、身長、体重、性別及び年齢等の人体特徴項目を表示する。

【0026】次に、図2を参照して、この例の動作について説明する。以下においては、電流通電極と電圧検出電極とを一体化した電極対の形にして、被験者に装着する場合の例について説明するが、この形に限るものでなく、各電流通電極と電圧検出電極とを、個別に被験者に装着するようにしてもよい。図2は、この装置の使用状態を模式的に示したものであって、電極対を被験者の両手首に装着する場合を例示している。測定に先だって、表示器12には、各電極対を被験者の両手首の内側に装着すべきことを示す表示が表れる。そこで図2に

示すように、第1の電流通電極CAと第1の電圧検出電極PAとを有する第1電極対15を、例えば被験者の左手LHの手首の内側に、第2の電流通電極CBと第2の電圧検出電極PBとを有する第2電極対16を被験者の右手RHの手首の内側に貼り付ける（このとき、電流通電極CA、CBが、電圧検出電極PA、PBよりも人体の中心から遠い部位になるように取り付ける）。

【0027】なお、いずれか一方の電極対を手首の内側として、他方の電極対は、他方の手首の内側に限らず、足首又はくるぶしの甲側に貼りつけようにしてもよい。次に、操作者（又は被験者自身）がキーボード10を操作して、被験者の身長、体重、性別及び年齢等の人体特徴項目を入力するとともに、全測定時間や測定回数等を設定する。全測定期間は、測定精度を高めるため、なるべく長くなるように設定することが望ましい。また、測定回数は、全周波数範囲の測定を少なくとも1回行なうことができるように、設定する。

【0028】次に、操作者（又は被験者自身）がキーボード10の開始スイッチをオンにすると、CPU8は、信号出力回路5の測定信号発生器52に、測定信号Iaの生成を指示する。これにより、測定信号発生器52が、可変周波数からなる測定信号Iaを生成するので、測定信号Iaが出力回路53及び被験者の手首の内側に貼り付けられた電流通電極CAを介して、被験者の身体を流れ、測定が開始される。

【0029】測定信号Iaが被験者の身体に供給されると、電圧検出回路6のI/V変換器61において、電流通電極CA、CBを介して両手首間を流れる測定信号の電流値が検出され、アナログの電圧Vaに変換された後、LPF62及びバッファ63を経てA/D変換器64へ供給される。A/D変換器64では、供給された入力電圧Vaを、CPU8の指示に従って、所定のサンプリング周期毎に標本化してデジタル信号に変換する。変換されたデジタル電圧は、電流データとしてRAM13の電圧電流データ記憶領域に順次記憶される。

【0030】一方、電圧検出回路7の差動増幅器71において、電圧検出電極PA、PB間に生じた電圧Vbが検出され、LPF72及びバッファ73を経て、A/D変換器74へ供給される。A/D変換器74では、供給された入力電圧Vaを、CPU8の指示に従って、所定のサンプリング周期毎に標本化してデジタル信号に変換する。変換されたデジタル電圧は、電圧データとしてRAM13の電圧電流データ記憶領域に順次記憶される。CPU8は、装置各部を制御して、上述の処理を指定された測定回数繰り返して行なう。

【0031】そして、所定回数の測定終了時、CPU8は、測定を停止する制御を行った後、まず、生体電気インピーダンス算出プログラムを起動して、RAM13の電圧電流データ記憶領域に記憶された周波数毎の電流データ及び電圧データを順次読み出して、各周波数につい

ての被験者の生体電気インピーダンス（全測定回数の平均値）を算出する。なお、生体電気インピーダンスの算出には、その成分（抵抗及びリアクタンス）の算出も含まれる。次に、CPU8は、インピーダンス軌跡算出プログラムを起動して、生体電気インピーダンス算出プログラムにより得られた各周波数についての被験者の生体電気インピーダンス及びその成分（抵抗及びリアクタンス）に基づいて、最小二乗法を用いるカーブフィティングの手法によって、周波数0から周波数無限大までのインピーダンス軌跡を算出する。このようにして算出されたインピーダンス軌跡は、図9に示されたように、半円状となる。

【0032】次に、CPU8は、周波数無限大時インピーダンス決定プログラムに従って、インピーダンス軌跡算出プログラムにより得られたインピーダンス軌跡に基づいて、周波数無限大の時の被験者の生体電気インピーダンスを求める。この場合、インピーダンス軌跡の円弧が、図中X軸（抵抗成分の軸）と交わる点が、それぞれ周波数0Hzと周波数無限大時の生体電気インピーダンスになる。次に、CPU8は、身体組成推計プログラムの処理手順に従って、周波数0時の被験者の生体電気インピーダンスと、周波数無限大時インピーダンス決定プログラムにより得られた周波数無限大時の被験者の生体電気インピーダンス、及びキーボード10を介して入力された被験者の身長、体重、性別及び年齢等の人体特徴項目に基づいて、被験者の体脂肪率（脂肪重量、除脂肪体重等）を推計する。

【0033】最後に、CPU8は、推計された被験者の体脂肪率（脂肪重量、除脂肪体重等）をRAM13に記憶すると共に、インピーダンス軌跡、周波数無限大時インピーダンス、被験者の氏名、身長、体重、性別及び年齢等の人体特徴項目を表示器12に表示して、当該一連の処理を終了する。

【0034】このように、上記構成によれば、可変周波数の測定信号を用いて得られた複数個の測定結果から計算によって、周波数0時の生体電気インピーダンスと、周波数無限大時の生体電気インピーダンスとを求めることによって、図8に示された等価回路における細胞外液抵抗と細胞内液抵抗とを正しく求めることができ、これから被験者の体脂肪率等の身体組成を推計することができる。

【0035】この場合、周波数0時と周波数無限大時の生体電気インピーダンスを計算で求める代わりに、例えば、周波数0Hzを1kHzに、周波数無限大を周波数400kHzとして求めた生体電気インピーダンスによって置き換えることも可能である。しかしながら、周波数無限大の代わりに400kHzのみを用いた場合、外来ノイズの影響を受けやすいので、上述の実施例のように可変周波数の測定信号を用いて、複数個の測定結果から最小二乗法を用いたカーブフィティングの手法を駆使

して、計算によって周波数無限大時の生体電気インピーダンスを求める方がより正確であって、これによって、所望の測定再現性や測定精度を容易に得ることができ。さらに、可変周波数の測定を行わず、中間の1周波数、例えば50kHzのみの値（前掲図9の R_{50} ）を用いて体脂肪率を推計する方法もあるが、この場合は、容量成分の影響を受けるため、正確な推計を行なうことは困難である。

【0036】上記の実施例において、電極対を手首の内側に装着することによる効果は、図3に示された、人体における電極位置と生体電気インピーダンスの抵抗値との測定結果によって明らかである。図中において、電極距離は手のひらの中央を基準とした場合の、腕の内側における、上膊部に向かつての距離を表している。抵抗値は、図9に示された R_{50} と R_0 と R_{inf} とについてそれぞれ示されている。この図から明らかなように、手首一肘の間は、手のひら及び肘から肩までの部分と比較して、距離の変化に対する抵抗値の変化が少ないので、電極位置の変化に対する抵抗値の測定結果の再現性がよく、生体電気インピーダンスの測定を、安定に行なえることがわかる。従って、この発明の適用に当たっては、電極対を両手首の内側に装着した場合に、最良の結果が得られるが、少なくとも一方の電極対を手首の内側に装着するようにすれば、他方の電極対は、足首またはくるぶしの甲側に装着した場合であっても、よい結果が得られる。なお、このように手首の内側に電極対を配置する電極配置方法は、上記した1kHzと400kHzのみを用いて生体電気インピーダンスを求める場合、及び50kHzのみを用いて生体電気インピーダンスを求める場合にも適用することができ、同様に、測定結果の再現性を向上する効果が得られる。

【0037】次に、この例における電極対の具体的構成例を説明する。この例における電極対は、具体的には以下に説明する電極パッドの形で実現される。図4は、電極パッドの構造の例を示す図であって、(a)は上面図、(b)は側面図、(c)は一部を折り曲げた時の側面図である。電極パッド21は、図2に示されたように、電極対として被験者の体表に直接貼りつけて電氣的接続を行なうために使用するものであって、ポリエチレンやマイラー等のような絶縁性フィルムを打ち抜いて形成した長方形の支持シート22の両端の両面に、銀-塩化銀電極をコーティングして形成した電極23、24を設けた構造を有している。電極23、24のコーティング部分は、両面が電氣的に接続されている。また、電極23、24の一部は延長されて舌状部25、26を形成するとともに、舌状部25、26の周囲には、切り込み部27、28が設けられていて、各舌状部を折り曲げて、25A、25Bに示すように、例えば、支持シート21と直角に引き起こすことができるようになってい。さらに、支持シート21の一面には、電極部23、

24の部分に、例えば食塩水等の電解質によって導電性を付与された導電性ゲル体29、30が塗布されている。電極パッドは、体表の生体電気インピーダンスを測定すべき部位に、導電性ゲル体29、30によって貼りつけて装着する。そして、測定信号の身体通電路上外側となる一方の電極を電流通電極として使用し、内側となる他方の電極を電圧検出電極として使用するものであり、このような形態とすることによって、電流通電極と電圧検出電極間の距離を一定にするとともに、導電性ゲル体の使用によって体表との間の接触状態を安定化することができ、従って、測定結果の再現性を向上させることができる。

【0038】このような電極パッドと生体電気インピーダンス測定装置本体との間の接続には、専用クリップを使用する方法と、汎用クリップを使用する方法とがある。最初に専用クリップを使用する方法を説明する。図5は、専用クリップの構造の例を示す図であって、

(a)は左手用、(b)は右手用を示す。専用クリップには、左手用と右手用とがあるが、左手用の専用クリップ41と右手用の専用クリップ41Aとは対称に作られているので、以下においては、対応箇所に同一番号を付して説明する。この専用クリップは、絶縁物からなる、先端が二股に分かれた板状片42、43を中間で関節状に結合して、先端が開閉可能なようにするとともに、ばね44、45によって、常時は先端が閉じるように構成されている。さらに一方の板状片43の二股になった先端の内側には、それぞれ金属接点（不図示）が設けられているとともに、これからそれぞれ赤色リード線46と青色リード線47が接続されている。

【0039】専用クリップによる電極パッドの各電極との接続方法としては、専用クリップを使用して、被験者の手首ごと挟んで電極パッドに接続する方法と、専用クリップを使用して、電極パッドの引き起こされた舌状部を挟んで接続する方法とがある。最初に、被験者の手首ごと挟んで電極パッドに接続する方法を説明する。図6は、電極パッドと専用クリップとを組み合わせる場合の使用例を示し、(a)は左手側、(b)は右手側を示している。電極パッドと専用クリップとを使用する場合は、図6に示すように、最初、左手LH側と右手RH側のそれぞれの手首の内側に、それぞれ電極パッド21を貼りつける。次に、左手用の専用クリップ41と、右手用の専用クリップ41Aのそれぞれの先端を開いて、金属接点を有する側の板状片43が、電極パッド21の上に乗るようににし、かつ、それぞれの金属接点が、電極23、24に対して、完全に接触するようにする。そのためには、電極パッド上の電極23、24のピッチと、専用クリップの二股になった先端における金属接点のピッチとが、一致するように構成されていることが必要である。次に、第1電極対となる電極パッドに接続された専用クリップの赤色リード線46を、生体電気インピー

ダンス測定装置100の出力回路53に接続し、第2電極対となる電極パッドに接続された専用クリップの赤色リード線46を、生体電気インピーダンス測定装置100のI/V変換器61に接続することによって、図1または図2に示された電流通電極CA、CBが形成され、それぞれの電極パッドに接続された専用クリップの青色リード線47を、生体電気インピーダンス測定装置100の対応する電圧検出端子に接続することによって、電圧検出電極PA、PBが形成される。このように接続することによって、第1電圧対15と第2電圧対16とにおける、それぞれの電流通電極と電圧検出電極とが、正しく生体電気インピーダンス測定装置100に接続される。

【0040】次に、専用クリップを用いて、電極パッドの舌状部に接続する場合は、左手用の専用クリップ41と、右手用の専用クリップ41Aのそれぞれの先端を開いて、板状片43の金属接点が、電極パッドの引き起こされた舌状部25A、26Aに接触するように挟んで固定する。この場合も、第1電極対となる電極パッドに接続された専用クリップの赤色リード線46を、生体電気インピーダンス測定装置100の出力回路53に接続し、第2電極対となる電極パッドに接続された専用クリップの赤色リード線46を、生体電気インピーダンス測定装置100のI/V変換器61に接続するとともに、それぞれの電極パッドに接続された専用クリップの青色リード線47を、生体電気インピーダンス測定装置100の対応する電圧検出端子に接続すればよい。

【0041】次に、汎用のクリップを使用する場合には、電極パッド21の引き起こされた舌状部25A、26Aを、罎口クリップ等の単極の汎用クリップで挟んで、生体電気インピーダンス測定装置100に接続する。この場合も、それぞれのクリップのリード線と、生体電気インピーダンス測定装置100の側との接続は、図2に示されたように行なって、電流通電極CA、CBと、電圧検出電極PA、PBとが正しく接続されるようにする必要がある。

【0042】以上、この発明の実施例を図面により詳述してきたが、具体的な構成はこの実施例に限られるものではなく、この発明の要旨を逸脱しない範囲の設計の変更等があってもこの発明に含まれる。例えば、生体電気インピーダンスを算出する代わりに、生体電気アドミタンスを算出するようにし、これに伴って、インピーダンス軌跡を算出する代わりに、アドミタンス軌跡を算出するようにしても良く、インピーダンス軌跡を用いた場合と同等の結果を得ることができる。また、上述の実施例においては、人体特徴項目として、被験者の身長、体重、性別及び年齢等を入力する場合について述べたが、必要に応じて、その一部を省略しても良く、又は人種等の項目を付加しても良い。また、出力装置として、プリンタを付設しても良い。

【0043】

【発明の効果】以上説明したように、この発明の生体電気インピーダンス測定装置によれば、少なくとも一方の手首の内側に電極対を装着して生体電気インピーダンスの測定を行なうので、測定点の位置の変化による測定値の変動が少なく、また体毛の存在等の身体的条件の変化による測定誤差が少ないので、再現性の高い測定を行なうことができ、従って、被験者の体脂肪率を含む身体組成の推計を精度よく行なうことができる。またこの際、電流通電極と電圧検出電極とを一体化した電極パッドを使用して被験者に対する測定電極の設定を行なうので、電流通電極と電圧検出電極との距離を一定化するとともに、導電性ゲル体を介して体表と接続することによって、測定結果の安定性を向上することができる。さらに、電極パッドと生体電気インピーダンス測定装置との接続に専用クリップを使用することによって、接続の操作を容易にするとともに、接続状態を一定にして、安定した測定を行なうことができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】この発明の一実施例である生体電気インピーダンス測定装置の電氣的構成を示すブロック図である。

【図2】同装置の使用状態を模式的に示す模式図である。

【図3】電極位置による抵抗値の変化を示す図である。

【図4】電極パッドの構造の例を示す図である。

【図5】専用クリップの構造の例を示す図である。

【図6】電極パッドと専用クリップを組み合わせた場合の使用例を示す図である。

【図7】人体の細胞組織中を低周波電流及び高周波電流が流れる様子を模式的に説明する図である。

【図8】人体の電氣的等価回路を示す図である。

【図9】人体のインピーダンス軌跡を示す図である。

【図10】人体に対する電極配置を模式的に示す図である。

【符号の説明】

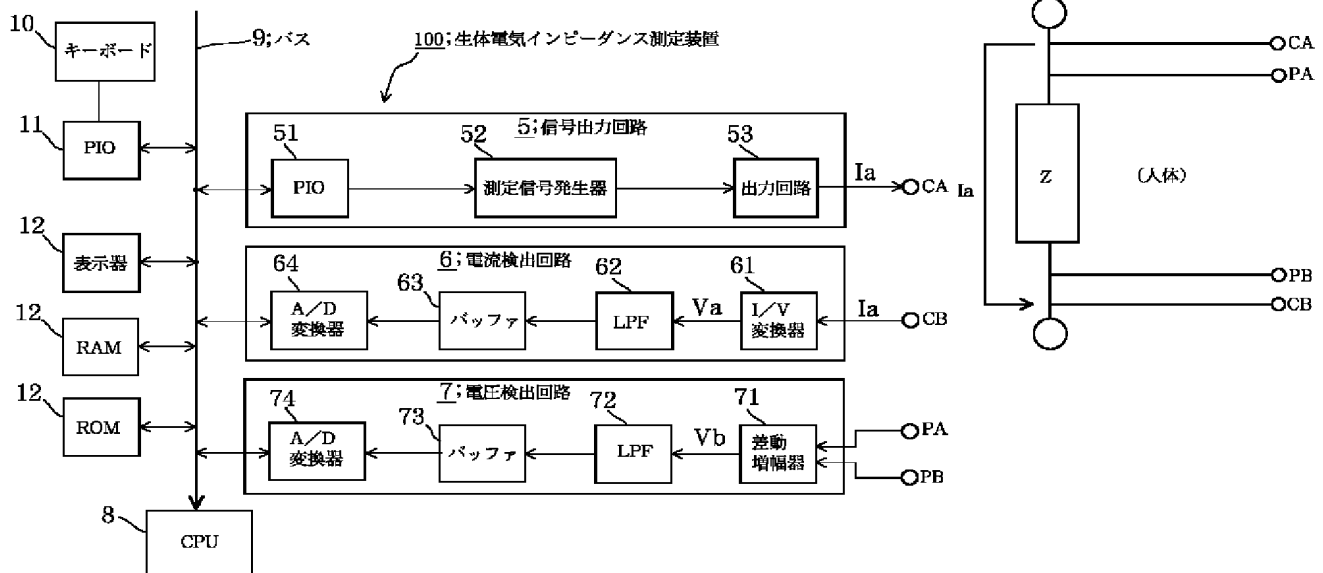
- 5 信号出力回路（信号供給手段）
- 52 測定信号発生器（信号供給手段の一部）
- 53 出力回路（信号供給手段の一部）
- 6 電流検出回路（電流測定手段）
- 61 I/V変換器（電流測定手段の一部）
- 62 LPF（電流測定手段の一部）
- 63 バッファ（電流測定手段の一部）
- 64 A/D変換器（電流測定手段の一部）
- 7 電圧検出回路（電圧測定手段）
- 71 差動増幅器（電圧測定手段の一部）
- 72 LPF（電圧測定手段の一部）
- 73 バッファ（電圧測定手段の一部）
- 74 A/D変換器（電圧測定手段の一部）
- 8 CPU（演算手段、推計手段）
- 13 RAM（記憶手段）

15 電極対
16 電極対
21 電極パッド
22 支持シート
23 電極
24 電極
25, 26 舌状部
25A, 26A 引き起こされた舌状部

27 切り込み部
28 切り込み部
29 導電性ゲル体
30 導電性ゲル体
41, 41A 専用クリップ
100 生体電気インピーダンス測定装置
CA, CB 電流通通電極
PA, PB 電圧検出電極

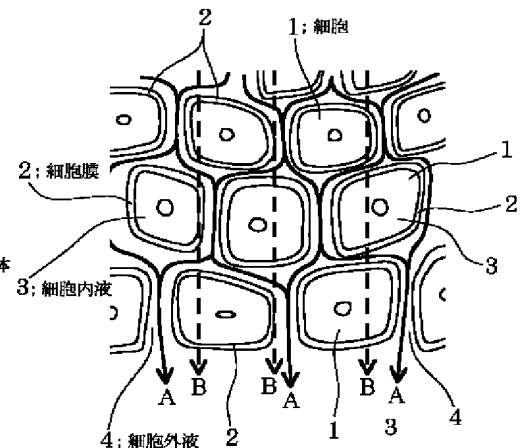
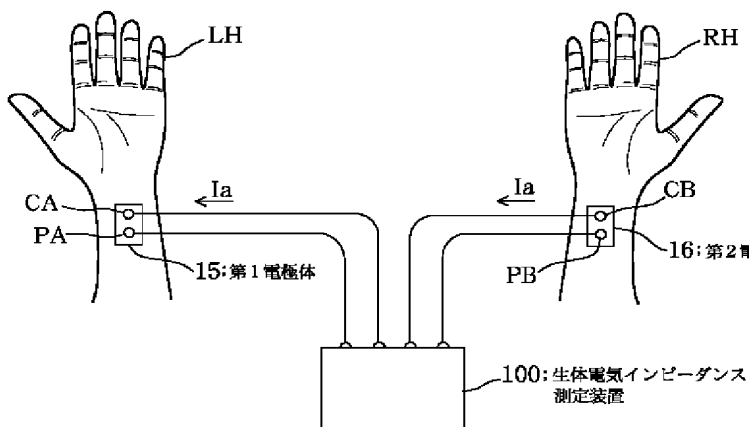
【図1】

【図10】

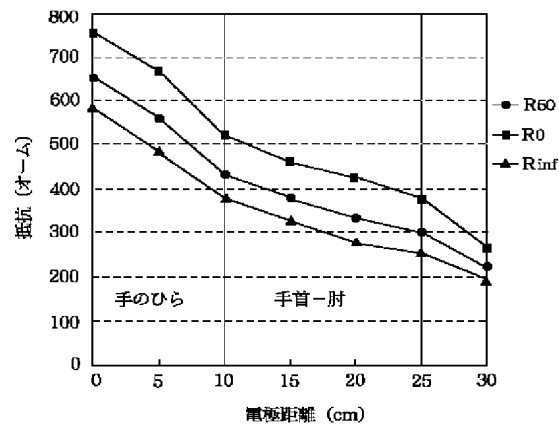


【図2】

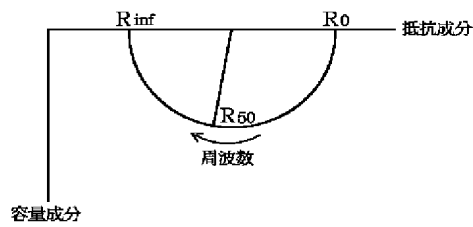
【図7】



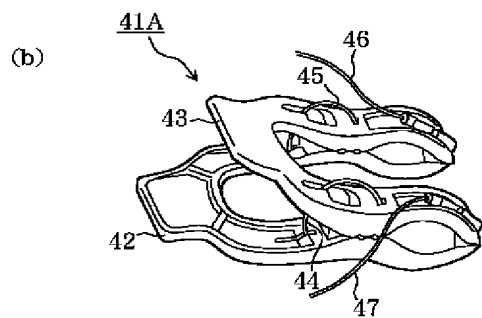
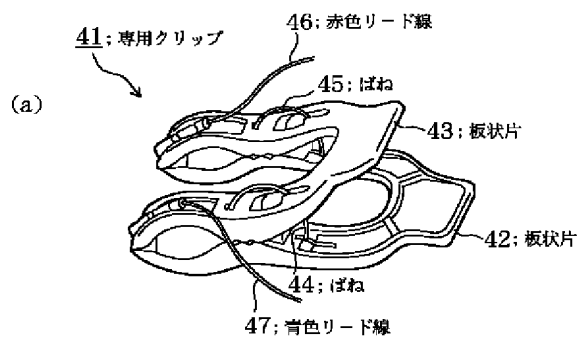
【図3】



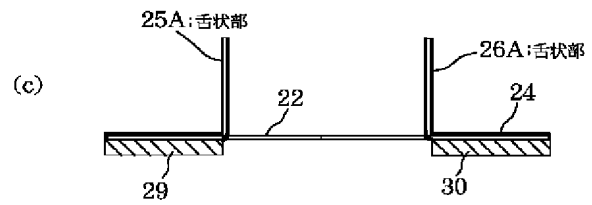
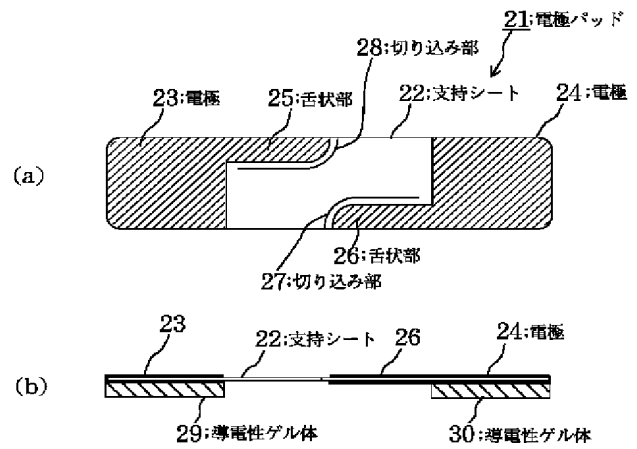
【図9】



【図5】



【図4】



【図8】

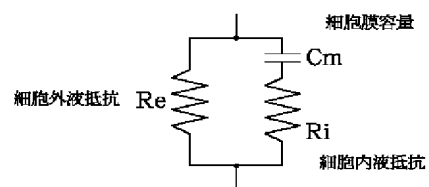


Figure 1 consists of two schematic diagrams, (a) and (b), illustrating the glove system. Diagram (a) shows the left hand (LH) with the electrode pad (21) on the back of the hand. The electrode pad is connected to a red lead wire (46) and a green lead wire (47). The electrode pad is secured by a clip (41). Diagram (b) shows the right hand (RH) with the electrode pad (21) on the back of the hand. The electrode pad is connected to a red lead wire (46) and a green lead wire (47). The electrode pad is secured by a clip (41).